

# BREVET D'INVENTION

P.V. n° 138.042

N° 1.561.351

Classification internationale : G 01 t // A 61 b

**Collimateur pour détecteur de rayonnements.** (Invention : Pierre de VERNEJOUL et Alex DESGREZ.)

COMMISSARIAT À L'ÉNERGIE ATOMIQUE résidant en France (Paris).

Demandé le 30 janvier 1968, à 16<sup>h</sup> 35<sup>m</sup>, à Paris.

Délivré par arrêté du 17 février 1969.

(Bulletin officiel de la Propriété industrielle, n° 13 du 28 mars 1969.)

(Brevet d'invention dont la délivrance a été ajournée en exécution de l'article 11, § 7, de la loi du 5 juillet 1844 modifiée par la loi du 7 avril 1902.)



La présente invention a pour objet un collimateur pour détecteur de rayonnements, ainsi qu'un ensemble de détection comportant un tel collimateur. Ce collimateur et cet ensemble sont destinés notamment à équiper les appareils de scintigraphie utilisés en médecine pour observer les variations locales de fixation d'un traceur radio-actif dans un organe déterminé.

On sait que ces appareils comportent un détecteur sensible aux rayonnements émis par le traceur (généralement émetteur  $\gamma$ ) qui est déplacé au-dessus de l'organe examiné selon un mouvement de balayage, les indications fournies à chaque instant par le détecteur permettant d'établir une image représentant en plan la répartition du traceur radio-actif dans l'organe considéré. Dans de tels appareils il importe, pour pouvoir obtenir une image nette, qu'au cours du balayage les rayonnements détectés à chaque instant parviennent d'un point localisé avec précision dans l'organe. Pour permettre cette localisation, on assortit au détecteur un collimateur de focalisation des rayonnements.

Les collimateurs utilisés de manière classique dans ce but sont généralement constitués par une masse de matériau absorbant dans lequel sont creusés des canaux en forme de trons de cône ou de troncs de pyramide. Cette forme pyramidale ou conique présente en particulier l'avantage d'accroître l'efficacité de détection de l'ensemble détecteur-collimateur sans trop nuire à la résolution c'est-à-dire à la précision de l'image obtenue. Elle a par contre pour inconvénient de conduire à un prix de revient important du collimateur, car elle nécessite une opération de fonderie et la réalisation d'un moule assez onéreux pour chaque type de collimateur.

Or, dans les applications scintigraphiques le choix optimal du nombre des canaux du collimateur et de leur disposition dépend de chaque cas particulier. Ce choix est notamment fonction de l'effet de collimation désiré, lequel est déterminé par la dis-

tance entre le détecteur et la source de rayonnements, essentiellement variable avec l'organe et la conformation du patient. Par ailleurs, une meilleure résolution s'obtient toujours aux dépens de l'efficacité de détection et le compromis entre ces deux propriétés est particulier à chaque application.

La présente invention concerne un collimateur répondant mieux que les collimateurs antérieurs aux différentes exigences de la pratique et notamment à celles qui sont rappelées ci-dessus. L'invention vise en particulier à réduire le prix de fabrication du collimateur, de sorte que l'on puisse envisager, économiquement, de changer le collimateur à chaque application particulière, pour un même appareil de scintigraphie.

L'invention vise également à conserver la bonne efficacité de détection d'un ensemble détecteur-collimateur tout en améliorant son pouvoir de résolution et en réduisant les variations de la sensibilité de détection avec la distance entre le détecteur et le point origine du rayonnement dans l'organe examiné lui-même. On obtient ainsi une meilleure représentation de la répartition des traceurs radio-actifs, cette représentation ayant lieu en plan alors que l'organe présente généralement une épaisseur non négligeable.

Le collimateur de rayonnements selon l'invention se caractérise essentiellement en ce qu'il comporte une pluralité de canaux creusés dans une masse de matériau absorbant vis-à-vis desdits rayonnements depuis une première face jusqu'à une seconde face de ladite masse, et constitués chacun d'au moins deux parties cylindriques coaxiales de diamètres différents, la partie de plus petit diamètre étant la plus proche de ladite première face, et en ce que lesdits canaux sont répartis autour d'un canal central sur l'axe duquel leurs axes respectifs sont inclinés en divergeant vers la seconde desdites faces.

Suivant une caractéristique secondaire de l'invention lesdits canaux sont répartis, selon une symétrie

de révolution, en au moins deux couronnes de canaux dont les axes concourent en un même point, différent d'une couronne à l'autre.

Dans l'ensemble de détection de rayonnements selon l'invention, un détecteur, par exemple un cristal scintillateur, est accolé au collimateur du côté de la seconde face. Ainsi, dans chaque canal, la partie de plus grand diamètre est celle qui est la plus proche du détecteur et les axes des différents canaux divergent vers ce détecteur.

Pour mieux faire apparaître les caractéristiques essentielles et les avantages principaux de l'invention, on en décrit ci-après un mode de réalisation particulier, choisi à titre d'exemple. Naturellement, cette description qui se réfère à la figure unique jointe, ne saurait avoir aucun caractère limitatif vis-à-vis de l'invention.

Le collimateur 1 est associé à un cristal scintillateur 3, schématiquement représenté en traits mixtes, pour constituer un ensemble de détection de rayonnements destiné à équiper un appareil de scintigraphie. Ce collimateur est constitué par une masse 2 de forme cylindrique réalisée en un matériau absorbant vis-à-vis du rayonnement à détecter, en plomb par exemple, et limitée par deux faces planes correspondant à des sections droites. Sur la figure, la masse cylindrique 2 est disposée verticalement et la face supérieure 6 est celle contre laquelle est accolé le cristal scintillateur 3 tandis que la face inférieure 4 est située du côté où sont émis les rayonnements à détecter. Autrement dit, dans l'appareil de scintigraphie, l'ensemble collimateur-détecteur tel que représenté sur la figure, est disposé au-dessus de l'organe à examiner. Naturellement, il s'agit là d'un cas particulier et le même ensemble détecteur-collimateur pourrait être orienté dans toute direction.

La masse de matériau absorbant 2 est percée, de l'une à l'autre des faces 4 et 6, d'une pluralité de canaux répartis selon une symétrie de révolution autour de l'axe du collimateur. On distingue un canal central 8, dont l'axe est confondu avec celui du collimateur, et autour de ce canal central, deux couronnes coaxiales : une première couronne de canaux 10 et une seconde couronne de canaux 12 plus éloignée du canal central 8.

Chaque canal 8, 10 ou 12 est formé par un alésage cylindrique aisément réalisé à la perceuse et comportant deux parties de diamètres différents. Le diamètre de la partie supérieure, disposée du côté du cristal scintillateur 3, est supérieur à celui de la partie inférieure. Dans des variantes de réalisation du collimateur selon l'invention, chaque canal est constitué d'une succession de trois (ou plus) parties cylindriques de diamètres différents, croissant de la face inférieure 4 à la face supérieure 6.

Les axes de tous les canaux 10 de la couronne intérieure concourent en un même point situé sur

l'axe du canal central 8. Il en est de même pour tous les canaux 12 de la couronne extérieure, mais le point de concours des axes n'est pas le même que pour les canaux 10; il est légèrement plus haut ou légèrement plus bas. Ainsi, les canaux 10 et 12 des deux couronnes assurent une focalisation sur une même verticale, mais en deux points différents.

Enfin, alors que les parties inférieures des différents canaux, mis à part le canal central 8, ont toutes le même diamètre, les parties supérieures des canaux 12 de la couronne externe sont plus larges que les parties supérieures des canaux 10 de la couronne interne. Cette disposition particulière permet d'équilibrer au mieux l'efficacité de détection. Le collimateur décrit est facile à fabriquer et peu coûteux, de sorte que l'on peut envisager de faire réaliser à la demande des collimateurs spécialement conçus pour tel ou tel examen particulier peu courant, et ceci dans des conditions acceptables de rentabilité économique. En outre, il permet de rendre la sensibilité de détection pratiquement indépendante de la distance entre le point d'émission des rayonnements dans l'organe examiné et le détecteur, ainsi que de l'absorption dans les tissus intermédiaires.

Naturellement, l'invention n'est nullement limitée au mode de réalisation particulier décrit ci-dessus à titre d'exemple. Elle englobe au contraire toutes les variantes.

#### RÉSUMÉ

L'invention s'étend aux caractéristiques ci-après considérées séparément ou en combinaison :

1° Collimateur de rayonnements, comportant une pluralité de canaux creusés dans une masse de matériau absorbant vis-à-vis desdits rayonnements depuis une première face jusqu'à une seconde face de ladite masse, et constitués chacun d'au moins deux parties cylindriques co-axiales de diamètres différents la partie de plus petit diamètre étant la plus proche de ladite première face, dans lequel lesdits canaux sont répartis autour d'un canal central, leurs axes étant inclinés sur celui dudit canal central et divergeant vers la seconde desdites faces;

2° Lesdits canaux sont répartis, selon une symétrie de révolution, en au moins deux couronnes de canaux dont les axes concourent en un même point, différent d'une couronne à l'autre;

3° Ensemble de détection de rayonnements, destiné notamment à équiper un appareil de scintigraphie, comportant un collimateur selon 1° ou 2° et un détecteur sensible auxdits rayonnements, tel qu'un cristal scintillateur, accolé à ladite seconde face du collimateur.

#### COMMISSARIAT À L'ÉNERGIE ATOMIQUE

Par procuration :

BREVATOME

